

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 11-009707

(43)Date of publication of application : 19.01.1999

(51)Int.Cl.

A61N 5/06

A61B 17/36

H01S 3/109

(21)Application number : 09-168198

(71)Applicant : OLYMPUS OPTICAL CO LTD

(22)Date of filing : 25.06.1997

(72)Inventor : UENO HITOSHI

KANEKO MAMORU

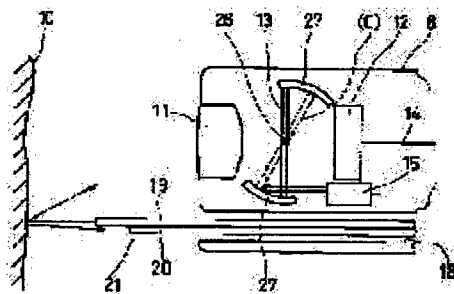
(54) PHOTODYNAMIC THERAPEUTIC DEVICE

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To satisfactorily observe a subject while keeping the state improved in photodynamic therapeutic effect by providing a filter driving means for inclining a filter means held on the image pickup surface side of an image pickup means in such a manner as to be capable of inclining at an optional angle to the optical axis at a prescribed angle to the optical axis.

SOLUTION: A therapeutic laser beam is irradiated to the focal part of subject 120 while changing the wavelength, and the reflected light is received by a laser probe 21 to measure its intensity. On the basis of the intensity of the reflected laser beam, the maximum absorption wavelength of the light in the photosensitive material of the focal part is judged, and the

wavelength of the therapeutic laser beam is set to this wavelength. Further, a laser beam cut filter 13 is rotated by a filter driving means 15 according to the change of the wavelength of the laser beam generated from a laser beam source, and controlled so as to change the wavelength band imaged on the image pickup surface of an image pickup element 12. Thus, the subject image can be displayed as a satisfactory image on a display device without being influenced by the therapeutic laser beam.



Detailed Descriptions of the Invention:

.....

[0015]

[Embodiments of the Invention] Embodiments of the invention of the present application will be hereinafter described with reference to the figures.

(First Embodiment) Fig. 1 to Fig. 3 relate to the first embodiment of the invention of the present application. Fig. 1 is a figure illustrating the entire configuration of a photodynamic therapy apparatus for administering photodynamic therapy. Fig. 2 is a cross sectional diagram showing a tip of an inserting portion of an electronic endoscope constituting a portion of the photodynamic therapy apparatus. Fig. 3 is a characteristic diagram illustrating light transmission characteristics of a laser light-cut filter arranged on a front surface of imaging means of the electronic endoscope.

[0016] As shown in Fig. 1, the photodynamic therapy apparatus 1 includes: the electronic endoscope 2 inserted into a subject; a light source apparatus 3 and a video processor 4 connected to this electronic endoscope 2; a display apparatus 5 connected to the video processor 4 to display an image of the endoscope; and a laser light generation apparatus 6 for generating laser light for therapy.

[0017] The light source apparatus 3 is detachably connected to a connector, not shown, of the electronic endoscope 2, and generates white light for illuminating the subject. The white light generated by the light source apparatus 3 is transmitted to the tip of the inserting portion 8 via a light guide fiber 7 arranged in the electronic endoscope 2.

[0018] The white light transmitted by the light guide fiber 7 to the tip of the inserting portion 8 illuminates the subject 10 via an illumination lens 9 arranged at the tip of the inserting portion 8. The subject 10 illuminated by the white light forms an image on an imaging surface of an imaging element 12 through an objective lens 11 arranged at the tip of the inserting portion 8.

[0019] The laser light-cut filter 13 for cutting the laser light is arranged between the objective lens 11 and the imaging element 12, which will be later explained in detail. The imaging signal having been subjected to photoelectric conversion by the imaging element 12 is input to the video processor 4 via a signal line 14. It should be noted that the signal line 14 is configured to be detachably attached to the video processor 4 via a connector, not shown.

[0020] The video processor 4 performs a video processing on the image signal output from the imaging element 12, and displays the image signal on a display apparatus 5. Based on the signal output from the video processor 4, the display apparatus 5 displays the image of the subject as the endoscope image.

[0021] Filter driving means 15 for operating the laser light-cut filter 13 is attached to the laser light-cut filter 13 arranged at the tip of the inserting portion 8, which will be later explained in detail.

[0022] The filter driving means 15 is connected to a filter control unit 16 arranged in the laser light generation apparatus 6 via a signal line 17 so as to control this movement. The filter control unit 16 has a function of controlling the movement of the laser light-cut filter 13 by controlling the operational state of the filter driving means 15.

[0023] The electronic endoscope 2 has a treatment device insertion opening 18 to which a treatment

device is inserted. A laser light probe 21 is inserted into this treatment device insertion opening 18. The laser light probe 21 is detachably connected to the laser light generation apparatus 6 via a connector, not shown, and includes a light guiding probe 19 and a light receiving probe 20, which are integrally formed.

[0024] Each of the light guiding probe 19 and the light receiving probe 20 is made with an optical fiber for guiding laser light. The light guiding probe 19 guides to a lesion of the subject 10 the laser light generated by a laser light source 22 arranged in the laser light generation apparatus 6.

[0025] The light receiving probe 20 receives the laser light emitted from the light guiding probe 19 and reflected by the subject 10, and guides the received laser light to a laser light detection sensor 23 arranged in the laser light generation apparatus 6.

[0026] As shown in Fig. 2, the tip of the laser light probe 21 is configured such that the tip of the light guiding probe 19 extends farther than the tip of the light receiving probe 20 so as to easily guide the laser light for treatment to the lesion.

[0027] The laser light source 22 generating the laser light is made with a semiconductor laser. This laser light source 22 using the semiconductor laser generates, for example, the laser light for treatment having a wavelength of about 670 nm under the normal condition.

[0028] This laser light source 22 is connected to a wavelength control unit 24 for controlling the wavelength of the laser light generated by this laser light source 12. The wavelength control unit 24 controls the laser light source 22 by heat. Namely, the wavelength control unit 24 has a function of freely controlling the wavelength of the laser light generated by the laser light source 22 by controlling the temperature of the laser light source 22 made with the semiconductor laser.

.....

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平11-9707

(43) 公開日 平成11年(1999) 1月19日

(51) Int.Cl.⁸

識別記号

F I

A 6 1 N 5/06

A 6 1 N 5/06

E

A 6 1 B 17/36

3 5 0

A 6 1 B 17/36

3 5 0

H 0 1 S 3/109

H 0 1 S 3/109

審査請求 未請求 請求項の数1 OL (全 9 頁)

(21) 出願番号

特願平9-168198

(22) 出願日

平成9年(1997) 6月25日

(71) 出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72) 発明者 上野 仁士

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ

ンパス光学工業株式会社内

(72) 発明者 金子 守

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ

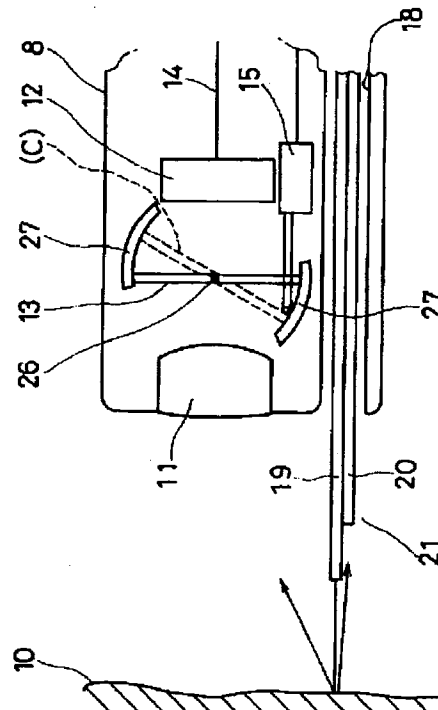
ンパス光学工業株式会社内

(54) 【発明の名称】 光線力学的治療装置

(57) 【要約】

【課題】 治療用レーザ光の波長を変化させることによって、光線力学的治療効果を向上させた状態を維持したまま、被検体の良好な観察を可能にする。

【解決手段】 レーザ照射によって治療を行う光線力学的治療装置において、撮像手段の撮像面に光軸に対して任意の角度で傾斜可能に保持されたフィルタ手段と、フィルタ手段を光軸に対して所定の角度で傾斜させるフィルタ駆動手段とを具備する。



1

【特許請求の範囲】

【請求項1】被検体の像を撮像する撮像手段と、前記撮像手段の出力信号に基づき前記被検体画像を表示させる表示手段と、前記被検体にレーザ光を照射するレーザ光照射手段とを有する光線力学的治療装置において、前記撮像手段の撮像面側に光軸に対して任意の角度で傾斜可能に保持されたフィルタ手段と、前記フィルタ手段を光軸に対して所定の角度で傾斜させるフィルタ駆動手段と、を具備したことを特徴とする光線力学的治療装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本願発明は、腫瘍に親和性のある光感受性物質を集積させた病巣部に、光感受性物質の吸収波長に合致した光を照射して、光感受性物質を励起し、病巣部を治療する光線力学的治療装置に関する。

【0002】

【従来技術】近年、腫瘍に親和性のある光感受性物質を被検体に投与し、その光感受性物質の吸収波長に応じたレーザ光を照射し、光化学反応を利用して腫瘍の治療を行う光線力学的治療（PDT:Photodynamic therapy）が、癌の新しい治療として注目されている。

【0003】この光線力学的治療は、外科的手術などとは異なり、正常組織にはほとんど影響を与えずに、治療が行えるので、術後の生活の質が高いといわれている。そのため、光線力学的治療について様々な開発がなされている。

【0004】例えば特開平6-222号公報では、患者や患部によって最適な治療用レーザ光波長が異なるということに着目して、その治療効果をより高めた医療装置用レーザ発生装置を提案している。

【0005】すなわち、光感受性物質の吸収波長は、生体組織と結合することにより長波長側にずれ、このずれは組織によっても異なるので、患者や患部によって最適な治療用レーザ光波長が異なると考えられる。

【0006】そのため、治療用レーザ光を所定の範囲で波長を変化させながら病巣部に照射するとともに活性酸素の発生量をモニタし、その活性酸素の発生量が増大するように治療用レーザ光の波長を設定する医療装置用レーザ発生装置を提案している。

【0007】また、特開平6-246014号公報では、従来の医療用レーザ装置では、レーザ光の波長を制御することが困難であるということに着目し、医療用レーザ装置に半導体レーザを用い、その半導体レーザの温度を制御することによって、レーザ光の波長を制御することを提案している。

【0008】一方、レーザ光による治療機能を有する電子内視鏡では、治療用に用いたレーザ光の反射が強く、そのレーザ光が観察像に対して不具合を生じさせ、このことが問題となっている。

2

【0009】そのため、例えば特開平1-265934号公報に開示されるように、撮像素子の受光面にレーザ光が入射することを防止するために、その使用されるレーザ光に対応した特定範囲の波長を遮断するフィルタを、対物レンズと一体的に設けることが提案されている。

【0010】

【発明が解決しようとする課題】上述したように、レーザ光による治療機能を有する電子内視鏡は、その治療用レーザ光の反射による影響を防止するためのフィルタが設けられている。

【0011】しかし、このフィルタは、治療用レーザ光の波長の周辺近傍のみを急激に遮断するようなフィルタを用いている。したがって、光線力学的治療において、その治療効果を向上させるために、治療用レーザ光の波長を変化させながら病巣部に照射すると、治療用レーザの波長がフィルタの遮断できる波長範囲からずれてしまい、正常な被検体像を観察することができないという不具合が生じる。

【0012】これに対し、治療用レーザが変化する波長範囲をすべて遮断できるフィルタを撮像手段の前面に設けることも考えられる。しかし、治療用レーザに用いられる治療用レーザの波長は、一般に赤色帯域の波長となっている。したがって、治療用レーザ光の可変波長範囲すべてを遮断するようにしてしまうと、赤色情報が損なわれ、生体内の観察を行うものとしては不適切なものになってしまう。

【0013】本願発明は、上記課題に着目してなされたもので、治療用レーザ光の波長を変化させることによって、光線力学的治療効果を向上させた状態を維持したまま、被検体の良好な観察が可能な、光線力学的治療装置を提供することを目的とする。

【0014】

【課題を解決するための手段】本願発明は、被検体の像を撮像する撮像手段と、前記撮像手段の出力信号に基づき前記被検体画像を表示させる表示手段と、前記被検体にレーザ光を照射するレーザ光照射手段とを有する光線力学的治療装置において、前記撮像手段の撮像面側に光軸に対して任意の角度で傾斜可能に保持されたフィルタ手段と、前記フィルタ手段を光軸に対して所定の角度で傾斜させるフィルタ駆動手段と、を具備したものである。

【0015】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して、本願発明の実施形態について説明する。

（第1の実施形態）図1～図3は、本願発明の第1の実施形態に関わり、図1は光線力学的治療を行う光線力学的治療装置の全体構成を示す図、図2は光線力学的治療装置の一部を構成する電子内視鏡の挿入部先端の断面図、図3は電子内視鏡の撮像手段の前面に備えられたレーザ光カットフィルタの光の透過特性を表す特性図である。

【0016】図1に示すように、光線力学的治療装置1は、被検体内に挿入される電子内視鏡2と、この電子内視鏡2と接続された光源装置3およびビデオプロセッサ4と、ビデオプロセッサ4と接続され内視鏡像を表示する表示装置5と、治療用のレーザ光を発生するレーザ光発生装置6とからなっている。

【0017】光源装置3は、電子内視鏡2の図示しないコネクタが着脱自在に接続され、被検体を照明するための白色光を発生するものである。光源装置3で発生された白色光は、電子内視鏡2に備えられたライトガイドファイバ7を介して、挿入部8の先端まで伝達される。

【0018】ライトガイドファイバ7で挿入部8の先端まで伝達された白色光は、挿入部8の先端に設けられた照明レンズ9を介して、被検体10に照明される。白色光で照明された被検体10の像は、挿入部8の先端に設けられた対物レンズ11によって、撮像素子12の撮像面に結像される。

【0019】後で詳しく説明するが、対物レンズ11と撮像素子12の間には、レーザ光をカットするためのレーザ光カットフィル13が設けられている。撮像素子12で光電変換された撮像信号は、信号線14を介してビデオプロセッサ4に入力される。なお、信号線14は、図示しないコネクタによって、ビデオプロセッサ4と着脱自在に構成されている。

【0020】ビデオプロセッサ4は、撮像素子12から出力された撮像信号を映像処理し、表示装置5に出力する。表示装置5は、ビデオプロセッサ4から出力された信号に基づき、被検体像を内視鏡像として表示する。

【0021】挿入部8の先端に設けられたレーザ光カットフィルタ13は、後で詳しく説明するが、このレーザ光カットフィルタ13を動かすためのフィルタ駆動手段15が取り付けられている。

【0022】フィルタ駆動手段15は、この動きを制御するためレーザ光発生装置6内に設けられたフィルタ制御部16と信号線17を介して接続されている。フィルタ制御部16は、フィルタ駆動手段15の動作状態を制御することによって、レーザ光カットフィルタ13の動きを制御する機能を有している。

【0023】電子内視鏡2は、処置具を挿通するための処置具挿通門18を有している。この処置具挿通門18には、レーザ光発生装置6と図示しないコネクタによって着脱自在に接続された導光プローブ19と受光プローブ20を一体的にしたレーザ光プローブ21が挿入される。

【0024】導光プローブ19と受光プローブ20はそれぞれ、レーザ光を導くための光ファイバで構成されている。導光プローブ19は、レーザ光発生装置6に設けられたレーザ光源22で発生されたレーザ光を被検体10の病巣部に導くものである。

【0025】また、受光プローブ20は、導光プローブ

19で照射し、被検体10で反射されたレーザ光を受光し、そのレーザ光をレーザ光発生装置6に設けられたレーザ光検出センサ23に導くためのものである。

【0026】そして、レーザ光プローブ21の先端は、図2に示すように、治療用のレーザ光を病巣に導きやすいように、受光用プローブ20の先端より導光プローブ19の先端の方を突出させている。

【0027】レーザ光を発生するレーザ光源22は、半導体レーザで構成されている。この半導体レーザを用いたレーザ光源22は、例えば、通常の状態では約670nmの治療用レーザ光を発生するものである。

【0028】またレーザ光源22は、このレーザ光源12から発生されるレーザ光の波長を制御する波長制御部24と接続されている。波長制御部24は、レーザ光源22を熱的に制御するものである。すなわち、波長制御部24は、半導体レーザで構成されたレーザ光源22の温度を制御することにより、レーザ光源22から発生されるレーザ光の波長を自在に制御する機能を有している。

【0029】ここでは、上述したように、通常の状態では約670nmの波長で発生されているレーザ光が、波長制御部24による熱的制御により、その波長が例えば約620nmまで連続的に可変制御されるものとする。

【0030】この波長制御部24は、レーザ光源22で発生されるレーザ光の波長を決定する機能を有する波長決定部25と接続されている。この波長決定部25は、レーザ光検出センサ23によって検出されたレーザ光の強度に応じて、レーザ光源22で発生するレーザ光の波長を決定するように構成されている。

【0031】具体的には、治療用レーザ光を被検体に照射したとき、その距離関係などの条件が同じであるときは、被検体10からのレーザ光の反射が少ないほど、そのレーザ光が効率的に病巣部の治療に寄与していると判断することができる。

【0032】すなわち、被検体10から反射されるレーザ光の強度が弱くなるレーザ光の波長を選択することで、より効果的な治療が行われているとみることができ。そこで、波長決定部25は、レーザ光検出センサ23で検出したレーザ光強度の出力信号に基づき、その出力値が小さくなるように、波長制御部24の動作を制御する。

【0033】波長制御部24は、波長決定部25からの出力信号に基づいて、レーザ光22の温度を制御し、発生されるレーザ光の波長を制御する。そして、これら回路全体で、レーザ光検出センサ23の出力信号が最小となるようにフィードバック制御がなされるように構成されている。

【0034】また、波長決定部25は、レーザ光検出センサ23の出力信号に基づいて、フィルタ制御部16の動作も制御するように構成されている。この波長決定部

25によるフィルタ制御部16の制御は、波長制御部24の制御によるレーザ光の波長制御と同期したものとなる。

【0035】次に図2を用いて、電子内視鏡2の先端部の構成について説明する。上述したように、対物レンズ11と撮像素子12の間には、レーザ光を遮断するためのレーザ光カットフィルタ13が設けられている。

【0036】このレーザ光カットフィルタ13は、干渉フィルタで構成されている。一般的に、干渉フィルタは、その入射角度によって光を遮断する波長が変化する。その特性例を図3に示す。

【0037】干渉フィルタに対して直角に光が入射した場合の光の透過特性が、例えば図3の実線(a)で表した特性であったとする。すなわち、治療用のレーザ光を遮断するために、約670nm付近の狭い帯域の波長を遮断するものとして構成されている。

【0038】これに対して、光の入射角度を θ だけ傾けると、その光の透過特性が波線(b)で示すように変化する。この干渉フィルタによる遮断波長は、その光の入射角に応じて、特定の関係を持って変化する特性を有して

いる。

【0039】すなわち、特定の波長域を遮断するように設計された干渉フィルタに対して、どの角度で光を入射すると、どの波長域の光が遮断されるか特定することができる。

【0040】第1の実施形態の光線力学的治療装置1は、この特性を利用できるよう、干渉フィルタで構成されたレーザ光カットフィルタ13の中心軸26を、挿入部8の先端の図示しない軸受けで回動自在に保持するとともに、このレーザ光カットフィルタ13の回動を規制

するガイドレール27を設けている。

【0041】ただし、レーザ光による治療中に、治療用レーザ光の照射位置を確認できるようにするため、レーザ光カットフィルタ13は、それによって遮断される波長帯域でも、透過率を5~10%は確保しておくことが望ましい。

【0042】また、回動自在に保持されたレーザ光カットフィルタ13は、形状記憶合金など駆動力を発生することのできるアクチュエータで構成されたフィルタ駆動手段15と接続されている。

【0043】なお、このレーザ光カットフィルタ13は、干渉フィルタの代わりにホログラフィックノッチフィルタを用いることができる。そして、このフィルタ駆動手段15を駆動することによって、回動自在に保持されたレーザ光カットフィルタ13の傾き角を制御することができるよう構成されている。

【0044】なお、レーザ光カットフィルタ13の回動範囲は、レーザ光源22から出力されるレーザ光の波長の変化範囲と対応して、その波長を遮断できる範囲に設定されている。

【0045】そして、上述したように、フィルタ制御部16の制御によって、レーザ光の波長の変更と対応して、フィルタ駆動手段15がレーザ光カットフィルタ13を波線(c)のように回動させるように構成されている。

【0046】次に、上述したように構成された光線力学的治療装置1の作用を説明する。まず、光線力学的治療を施す病巣部に電子内視鏡2を導くため、光源装置3で発生される白色光に基づいて、被検体内に挿入部8を挿入していく。

【0047】撮像素子12は、白色光で照明された被検体像を対物レンズ11およびレーザ光カットフィルタ13を介して撮像する。レーザ光カットフィルタ13は、図3に示したように、通常、約670nmの狭い波長域を遮断する特性を有するもので、このレーザ光カットフィルタ13を介して被検体像を撮像しても、その画像に何ら影響を与えない。

【0048】挿入部8の先端が、病巣部の近傍に位置したことを表示装置5に表示される内視鏡像で確認した後、レーザ光による治療を行う準備をする。病巣部には、予め光感受性物質が蓄積されるような処理しておく。

【0049】そしてレーザ光による治療を行うために、電子内視鏡2の処置具挿通口18にレーザ光発生装置6に接続されたレーザ光プローブ21を挿通する。表示装置5に表示される内視鏡像を観察しながら、レーザ光プローブ21の先端が病巣部を向いていることを確認した後、レーザ光発生装置6を駆動し、レーザ光源22から発生されたレーザ光を病巣部に照射する。

【0050】このレーザ光の照射により、病巣部の光感受性物質が励起され、光線力学的治療が行われる。なお、このとき治療用のレーザ光は、図2に示すように、被検体10の表面より反射される。

【0051】対物レンズ11側に反射されたレーザ光は、撮像素子12の撮像面側に結像されようとする。しかし、上述したように、撮像素子12の撮像面側には、レーザ光カットフィルタ13が配置され、しかも、このレーザ光カットフィルタ13は、レーザ光源12から発生されているレーザ光の波長を遮断する角度になるように、フィルタ駆動手段15によって位置されている。

【0052】したがって、被検体10の表面で反射されたレーザ光は、撮像素子12によって撮像されることがなく、白色光に基づく被検体10の像を撮像し、表示装置5にその画像を表示する。

【0053】また、被検体10の表面で反射されたレーザ光は、レーザ光プローブ21の受光プローブ20の端面でも受光される。受光プローブ20で受光されたレーザ光は、レーザ光発生装置6に設けられたレーザ光検出センサ23まで伝搬され、その強度が測定される。

【0054】レーザ光検出センサ23で測定されたレー

ザ光の強度は、波長決定部25に入力される。波長決定部25は、レーザ光の強度が入力されると、治療用のレーザ光の波長を変更するように、波長制御部24に制御信号を出力する。

【0055】この制御信号は、例えば、治療用レーザ光の波長を670nmから620nmに徐々に変化させるものである。これと同時に、フィルタ制御部16にも制御信号が出力され、レーザカットフィルタ13も、フィルタ駆動手段15によって回動され、治療用レーザ光の波長を遮断可能な角度に設定する。

【0056】波長決定部25は、治療用レーザ光の波長を変化させたときのそれぞれの光強度を、レーザ光検出センサ23の出力信号に基づき記憶し、もっとも反射強度が弱くなったときの治療用レーザ光の設定波長を判別する。

【0057】そして、この最も反射強度が弱くなったときの設定波長が判別された後、波長決定部25は、波長制御部24を制御して、その設定波長でレーザ光が発生されるように、レーザ光源22の動作状態を制御する。

【0058】このようにして、レーザ光による光線力学的治療が所定時間行われた後、治療を終了する。

【0059】以上述べたように、第1の実施形態の光線力学的治療装置1によれば、被検体10の病巣部に対して、波長を変えながら治療用のレーザ光を照射し、その反射光をレーザプローブ21で受光すると共に、その強度を測定する。そして、この反射されるレーザ光の強度に基づき、病巣部の光感受性物質における光の最大吸収波長を判別し、治療用レーザ光の波長をその波長に設定する。これによって、病巣部の光線力学的治療効果を向上させることができる。

【0060】さらに、レーザ光源22から発生されるレーザ光の波長を、上記のように変化させることに応じて、フィルタ駆動手段15によりレーザ光カットフィルタ13を回動させ、撮像素子12の撮像面に結像される光の波長帯域を変更するように制御している。

【0061】したがって、撮像素子12で撮像された被検体像は、治療用レーザ光の影響を受けることなく、表示装置5に内視鏡画像の色合いが大きく崩れていない良好な画像として表示される。そしてこの良好な画像を観察しながら、診断・治療ができるので、その操作性も向上される。

【0062】また、治療用のレーザ光の遮断する構成としては、上述したように、レーザ光カットフィルタ13を回動可能とするようにしているだけである。したがって、治療用レーザ光の波長と対応させて複数のレーザ光カットフィルタを設けたものと比べ、装置を小型化することができることはいうまでもない。

【0063】さらに、この第1の実施形態の光線力学的治療装置1によれば、被検体組織あるいは、投与した光感受性物質の種類によらず、自動的に最適な治療効果と

なるレーザ光の波長が選択されるとともに、その治療時の内視鏡画像が良好な画像として得られるので、光線力学的治療の効率を向上させることができる。

【0064】なお、この第1の実施形態の光線力学的治療装置1では、レーザ光源22をレーザダイオードで構成し、それ単体で異なる波長のレーザ光を出射できるものとして説明したが、これに限定されるものでなく、各光感受性物質に対応した波長のレーザ光を複数有したものでもいい。

10 【0065】また、第1の実施形態では、光線力学的治療装置1に電子内視鏡2を用いたものとして説明したが、これに限定されるものではなく、ファイバ스코ープを用いたものにも応用することができる。その例を、第1の変形例として第4図を参照して説明する。

【0066】第1の変形例の光線力学的治療装置28は、図4に示すようにファイバ스코ープ29と、そのファイバ스코ープ29の接眼部30に接続される外付けカメラ31とを有している。

20 【0067】外付けカメラ31は、接眼部30に対して、着脱機構32によって着脱自在に接続されている。外付けカメラ31の内部には、ファイバ스코ープ29のイメージガイド33によって伝達された画像を撮像素子34の撮像面に結像する結像レンズ35を有している。

【0068】また、この結像レンズ25と撮像素子34の間には、レーザ光カットフィルタ36が設けられている。このレーザ光カットフィルタ36は、中心軸37によって回動可能に保持されている。

30 【0069】また、このレーザ光カットフィルタ36は、その回動をガイドレール38によって記載されている。外付けカメラ31には、レーザ光カットフィルタ36の回動を制御するための調整ノブ39が更に設けられている。

【0070】この調整ノブ39を使用者が調節することによって、レーザ光カットフィルタ36を所望の角度に回動させることができるようになっている。このように構成された外付けカメラ31を用いることによって、ファイバ스코ープ29を用いても、第1の実施形態の光線力学的治療装置と同様の機能を持たせることができる。

40 【0071】また、この第1の変形例の外付けカメラ31を用いれば、既存のファイバ스코ープを用いることができるので、光線力学的治療装置28を比較的安価で提供することができる。

【0072】なお、この第1の変形例では、レーザ光カットフィルタ36の回動を調整ノブ39によって調整するものと説明したが、第1の実施形態と同様に、アクチュエータによって構成されるフィルタ駆動手段を用い、自動的にレーザ光カットフィルタ36の回動する角度を制御するようにしてもいい。

50 【0073】また、図4に示した第1の変形例では、既存のファイバ스코ープを用いることができるものと説明

したが、既存のファイバ스코ーブのみではなく、既存の外付けカメラを用いて、光線力学的治療装置を構成することもできる。その例を、第2の変形例とし、図5を参照して説明する。

【0074】第2の変形例の光線力学的治療装置40は、ファイバ스코ーブ29と、外付けカメラ41と、これらを接続するアダプタ42とを有している。

【0075】外付けカメラ41は、既存の外付けカメラで、その内部には撮像素子43を備えている。アダプタ42は、図4の第1の変形例で説明した外付けカメラ31に設けられたレーザ光カットフィルタ36、調整ノブ39などを備えている。

【0076】また、このアダプタ42は、外付けカメラ41と着脱自在に接続するための着脱機構44を備えている。この第2の変形例に示すようなアダプタ42を用いることにより、既存のファイバ스코ーブおよび外付けカメラで、より安価に光線力学的治療装置40を構成することができる。

【0077】ところで、第1の実施形態のレーザ光発生装置6では、レーザ光源22から所定の1波長のレーザ光を発生するものとして説明した。これに対して、レーザ光発生装置6の他の例を、第3の変形例として図6を参照して説明する。

【0078】図6は、第3の変形例の光線力学的治療装置45の概略図である。なお、第1の実施形態で説明した部材と同一部材については、同一符号を付し、その説明を省略する。

【0079】光線力学的治療装置45のレーザ光発生装置46は、色素を励起するための色素励起レーザ47を備えている。この色素励起レーザ47は、アルゴンレーザやKTPレーザなどを使用することができる。

【0080】この色素励起レーザ47から出射されたレーザ光は、ハーフミラー48によって分割される。ハーフミラー48で反射されたレーザ光は、ミラー49に照射される。

【0081】ハーフミラー48を透過したレーザ光は、第1の色素50に照射され、ミラー49で反射されたレーザ光は第2の色素51に照射される。第1の色素50と第2の色素51とは、互いに異なる波長のレーザ光を励起するものである。

【0082】第1の色素50で励起された第1の波長のレーザ光は、ミラー52でハーフミラー53に反射される。また、第2の色素51で励起された第2の波長のレーザ光は、ハーフミラー53に照射される。

【0083】ハーフミラー53は、第1の波長のレーザ光と第2の波長のレーザ光とを合成し、レーザ光ブローブ21の導光ブローブに入射させる。これにより、レーザ光ブローブ21の先端からは、第1の波長のレーザ光と第2の波長のレーザ光とを合成したレーザ光が出射可能となる。

【0084】なお、図6では、レーザ光の受光に関する記載を省略している。このように構成されたレーザ光発生装置46を備えると、以下のような光線力学的治療が可能となる。

【0085】光線力学的治療では、組織あるいは光感受性物質の特徴によって、病巣部に対して2種類の異なる光感受性物質（例えばALAとTHPC）が投与される。このような場合、通常はそれぞれの光感受性物質に適した波長のレーザ光を順次用いて、光線力学的治療を行う必要があり、そのときの治療時間は当然長くなる。

【0086】しかし、図6に示したレーザ光発生装置46を用いると、同時に2つの異なる波長のレーザ光、すなわち光感受性物質の一方の励起に適した第1の波長のレーザ光と、他方の光感受性物質の励起に適した第2の波長のレーザ光とを同時に発生することができ、これを病巣部に照射することができる。

【0087】したがって、光線力学的治療時間を短くすることができ、病巣部に対して照射するレーザ光を他のレーザ光に変更するなどの手間がかかることもない。また、図7にレーザ光発生装置の他の例を示す。

【0088】第4の変形例としてのレーザ光発生装置54は、YAGレーザ発生部55を備えている。このYAGレーザ55から発生されたレーザ光は、高調波発生部56に入射される。この高調波発生部56は、YAGレーザ発生部55から発生されたレーザ光を、第3高調波成分に変換する機能を有している。

【0089】高調波発生部56で高調波成分に変換されたレーザ光は、ミラー57で反射され、ハーフミラー58に照射され分割される。ハーフミラー58で反射されたレーザ光は、ミラー59に照射される。

【0090】そして、ハーフミラー58を透過したレーザ光は、その波長を変更する機能を有する第1のOPO結晶60に入射され、ミラー59で反射されたレーザ光は、やはりその波長を変更する機能を有する第2のOPO結晶61に入射される。

【0091】第1のOPO結晶60を透過したレーザ光は、ミラー62によって、ハーフミラー63に反射される。ハーフミラー63は、第2のOPO結晶を透過したレーザ光と、ミラー62によって反射された、第1のOPO結晶を透過したレーザ光を合成し、導光ブローブ19の端面に入射する構成となっている。

【0092】このように、第1のOPO結晶と第2のOPO結晶とを用いてレーザ光発生装置54を構成することで、第3の変形例のレーザ光発生装置46と同様の効果が得られる。

【0093】[付記]

(付記項1) 被検体の像を撮像する撮像手段と、前記撮像手段の出力信号に基づき前記被検体画像を表示させる表示手段と、前記被検体にレーザ光を照射するレーザ光照射手段とを有する光線力学的治療装置において、前記

撮像手段の撮像面側に光軸に対して任意の角度で傾斜可能に保持されたフィルタ手段と、前記フィルタ手段を光軸に対して所定の角度で傾斜させるフィルタ駆動手段と、を具備したことを特徴とする光線力学的治療装置。

(付記項2) 被検体の像を撮像する撮像手段と、前記撮像手段の出力信号に基づき前記被検体画像を表示させる表示手段と、前記被検体にレーザ光を照射するレーザ光照射手段とを有する光線力学的治療装置において、前記撮像手段の撮像面側に光軸に対して任意の角度で傾斜可能に保持されたフィルタ手段と、前記フィルタ手段を光軸に対して所定の角度で傾斜させるフィルタ駆動手段と、前記被検体から反射されるレーザ光を受光するレーザ光受光手段と、前記レーザ光受光手段で受光されたレーザ光の強度に基づき前記フィルタ駆動手段を制御するフィルタ制御手段と、を具備したことを特徴とする光線力学的治療装置。

(付記項3) 被検体の像を撮像する撮像手段と、前記撮像手段の出力信号に基づき前記被検体画像を表示させる表示手段と、前記被検体にレーザ光を照射するレーザ光照射手段とを有する光線力学的治療装置において、前記撮像手段の撮像面側に光軸に対して任意の角度で傾斜可能に保持されたフィルタ手段と、前記フィルタ手段を光軸に対して所定の角度で傾斜させるフィルタ駆動手段と、前記レーザ光照射手段に波長の異なるレーザ光を入射するレーザ光源手段と、前記被検体から反射されるレーザ光を受光するレーザ光受光手段と、前記レーザ光受光手段で受光されたレーザ光の強度に基づき前記フィルタ駆動手段を制御するフィルタ制御手段と、前記レーザ光受光手段で受光されたレーザ光の強度に基づき前記レーザ光源手段が出力するレーザ光の波長を変更する波長制御手段と、を具備したことを特徴とする光線力学的治療装置。

(付記項4) 被検体の像を撮像する撮像手段と、前記撮像手段の出力信号に基づき前記被検体画像を表示させる表示手段と、前記被検体にレーザ光を照射するレーザ光照射手段とを有する光線力学的治療装置において、前記撮像手段の撮像面側に光軸に対して任意の角度で傾斜可能に保持されたフィルタ手段と、前記フィルタ手段を光軸に対して所定の角度で傾斜させるフィルタ駆動手段と、前記レーザ光照射手段に波長の異なるレーザ光を入射可能なレーザ光源手段と、前記レーザ光源手段から出力されるレーザ光の波長を経時的に変化させる手段と、前記被検体から反射された経時的に波長の変化するレーザ光を受光するレーザ光受光手段と、前記レーザ光受光手段で受光されたレーザ光の強度に基づき前記レーザ光源手段が出力するレーザ光の波長を決定する手段と、前記レーザ光源手段から出力されるレーザ光の波長に応じて前記フィルタ駆動手段を制御するフィルタ制御手段と、を具備することを特徴とする光線力学的治療装置。

(付記項5) 前記付記項1～4の光線力学的治療装置で

あって、前記撮像手段は、電子内視鏡が備えてなるものであることを特徴とする。

(付記項6) 前記付記項1～4の光線力学的治療装置であって、前記撮像手段は、ファイバスコープの接眼部に装着される外付けカメラが備えてなるものであることを特徴とする。

(付記項7) 前記付記項1～4の光線力学的治療装置であって、前記フィルタ手段は、干渉フィルタまたはホログラフィックノッチフィルタからなることを特徴とする。

(付記項8) 被検体の像を撮像する撮像手段と、前記撮像手段の出力信号に基づき前記被検体画像を表示させる表示手段と、前記被検体にレーザ光を照射するレーザ光照射手段とを有する光線力学的治療装置に使用される光線力学的治療装置用アダプタであって、前記撮像手段と着脱可能に接続され、該撮像手段の撮像面側に光軸に対して任意の角度で傾斜可能に保持された干渉フィルタからなるフィルタ手段と、前記フィルタ手段を光軸に対して所定の角度で傾斜させるフィルタ駆動手段と、を具備したことを特徴とする光線力学的治療装置用アダプタ。

(付記項9) 第1の波長のレーザ光を発生する第1レーザ光発生手段と前記第1の波長とは異なる第2の波長のレーザ光を発生する第2のレーザ光発生手段と、前記第1レーザ光発生手段で発生された第1のレーザ光および前記第2レーザ光発生手段で発生された第2のレーザ光を同時に同一光路上に入射する手段を有することを特徴とする光線力学的治療装置用光源装置。

【0094】

【発明の効果】本願発明は、被検体の像を撮像する撮像手段と、前記撮像手段の出力信号に基づき前記被検体画像を表示させる表示手段と、前記被検体にレーザ光を照射するレーザ光照射手段とを有する光線力学的治療装置において、前記撮像手段の撮像面側に光軸に対して任意の角度で傾斜可能に保持された干渉フィルタからなるフィルタ手段と、前記フィルタ手段を光軸に対して所定の角度で傾斜させるフィルタ駆動手段と、を備えるようにしている。

【0095】すなわち、フィルタ駆動手段によって、干渉フィルタからなるフィルタ手段を所定の角度で傾斜させることを可能とすることで、撮像手段に結像される光の波長を調整しながら制限できる構成としている。

【0096】したがって、光線力学的治療の効果を上げるために、治療用レーザ光の波長を変更しても、それに応じてフィルタの傾斜を変更することで、治療用レーザ光が撮像手段の撮像に悪影響を及ぼすことがなく、良好な光線力学的治療を行うことが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本願発明の第1の実施形態に関わる光線力学的治療装置の全体構成を示す図

【図2】光線力学的治療装置の電子内視鏡の挿入部先端

の断面図

【図3】電子内視鏡の先端に設けられたレーザ光カットフィルタの光透過特性を表す特性図

【図4】第1の変形例に関わる光線力学的装置の外付けカメラの断面図

【図5】第2の変形例に関わる光線力学的装置のアダプタの断面図

【図6】第3の変形例に関わる光線力学的装置の全体構成を示す図

【図7】第4の変形例に関わる光線力学的装置のレーザ光発生装置のブロック図

【符号の説明】

- 1、28、40 光線力学的治療装置
2 電子内視鏡
3 光源装置
4 ビデオプロセッサ
5 表示装置
6、46、54 レーザ光発生装置
7 ライトガイドファイバ
8 挿入部

*9 照明レンズ

- 11 対物レンズ
12、34、43 撮像素子
13、36 レーザ光カットフィルタ
15 フィルタ駆動手段
16 フィルタ制御部
18 処置具挿通口
19 導光ブローブ
20 受光ブローブ
21 レーザ光ブローブ
22 レーザ光源
23 レーザ光検出センサ
24 波長制御部
25 波長決定部
26、37 中心軸
27、38 ガイドレール
31 外付けカメラ
35 結像レンズ
39 調節ノブ
*20 42 アダプタ

Fig. 1

【図1】

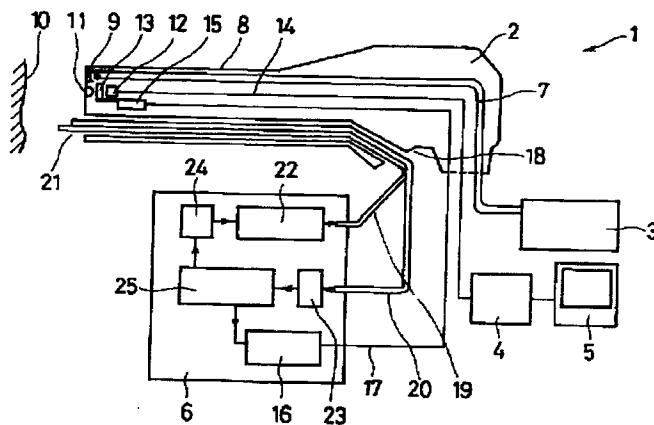


Fig. 3

【図3】

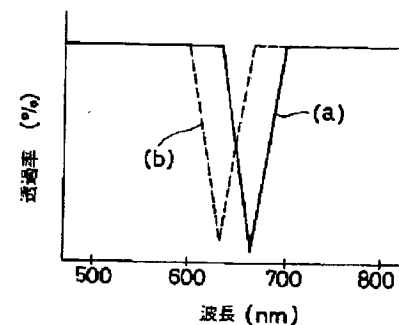


Fig. 2

【図2】

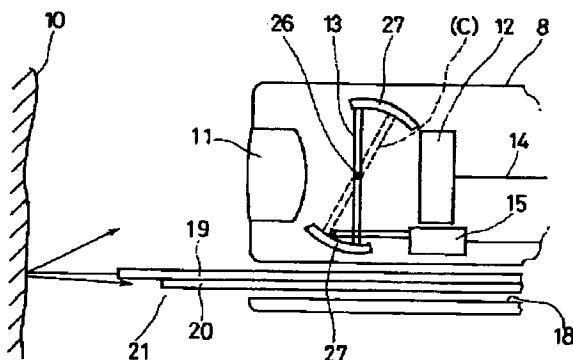


Fig. 4

【図4】

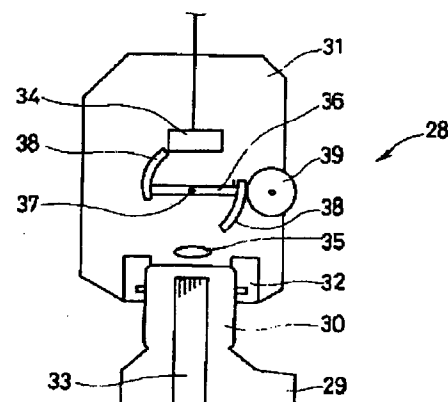
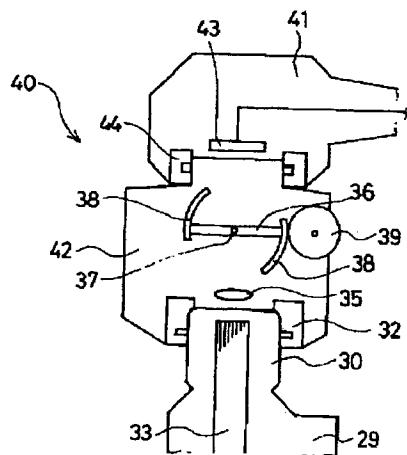
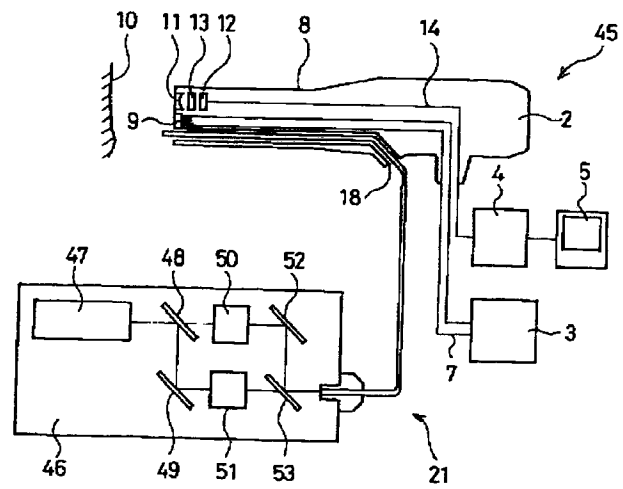


Fig 5

【図5】

**Fig 6**

【図6】

**Fig 7**

【図7】

